



BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le **21 NOV. 2001**

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

SIEGE
26 bis, rue de Saint Petersburg
75800 PARIS cedex 08
Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04
Télécopie : 33 (1) 42 93 59 30
www.inpi.fr

THIS PAGE BLANK (USPTO)



26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08
Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

BREVET D'INVENTION**CERTIFICAT D'UTILITÉ**

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



N° 11354*01

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE 1/2

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire


DB 540 W / 190600

REMISE DES PIÈCES DATE 19 JAN 2001 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI 0100737 DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE PAR L'INPI 19 JAN. 2001		1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE Cabinet REGIMBEAU 20, rue de Chazelles 75847 PARIS CEDEX 17 FRANCE	
Vos références pour ce dossier (facultatif) 238959 MAA			
Confirmation d'un dépôt par télécopie <input type="checkbox"/> N° attribué par l'INPI à la télécopie			
2 NATURE DE LA DEMANDE		Cochez l'une des 4 cases suivantes	
Demande de brevet		<input checked="" type="checkbox"/>	
Demande de certificat d'utilité		<input type="checkbox"/>	
Demande divisionnaire		<input type="checkbox"/>	
<i>Demande de brevet initiale</i> N° _____ Date ____/____/____			
<i>ou demande de certificat d'utilité initiale</i> N° _____ Date ____/____/____			
Transformation d'une demande de brevet européen <i>Demande de brevet initiale</i>		<input type="checkbox"/>	
		N° _____ Date ____/____/____	
3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) PROCÉDE DE TRAITEMENT D'IMAGES RADIOGRAPHIQUES VASCULAIRES RECONSTRUITES PAR MODELISATION TRIDIMENSIONNELLE ET SYSTÈME METTANT EN ŒUVRE CE PROCÉDE.			
4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE LA DATE DE DÉPÔT D'UNE DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE		Pays ou organisation _____ N° _____ Date ____/____/____ Pays ou organisation _____ N° _____ Date ____/____/____ Pays ou organisation _____ N° _____ Date ____/____/____ <input type="checkbox"/> S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
5 DEMANDEUR		<input type="checkbox"/> S'il y a d'autres demandeurs, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»	
Nom ou dénomination sociale		GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC	
Prénoms			
Forme juridique			
N° SIREN			
Code APE-NAF			
Adresse		300 North Grandview Blvd., Waukesha, Wisconsin 53138	
Rue			
Code postal et ville			
Pays		USA	
Nationalité		Américaine	
N° de téléphone (facultatif)			
N° de télécopie (facultatif)			
Adresse électronique (facultatif)			

Remplir impérativement la 2^{ème} page

**BREVET D'INVENTION
CERTIFICAT D'UTILITÉ**

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE 2/2

REMISE DES PIÈCES DATE 19 JAN 2001 LIEU 75 INPI PARIS N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI 0100737		Réservé à l'INPI	DB 540 W /190600
Vos références pour ce dossier : <i>(facultatif)</i>		238959 MAA	
6 MANDATAIRE Nom Prénom Cabinet ou Société		Cabinet REGIMBEAU	
N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel			
Adresse	Rue	20, rue de Chazelles	
	Code postal et ville	75847 PARIS CEDEX 17	
N° de téléphone <i>(facultatif)</i>		01 44 29 35 00	
N° de télécopie <i>(facultatif)</i>		01 44 29 35 99	
Adresse électronique <i>(facultatif)</i>		info@regimbeau.fr	
7 INVENTEUR (S)			
Les inventeurs sont les demandeurs		<input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non Dans ce cas fournir une désignation d'inventeur(s) séparée	
8 RAPPORT DE RECHERCHE		Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation)	
Établissement immédiat ou établissement différé		<input checked="" type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>	
Paiement échelonné de la redevance		Paiement en deux versements, uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non	
9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES		Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention <i>(joindre un avis de non-imposition)</i> <input type="checkbox"/> Requête antérieurement à ce dépôt <i>(joindre une copie de la décision d'admission pour cette invention ou indiquer sa référence)</i> :	
Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes			
10 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI  P. BERNOUIS	

PROCEDE DE TRAITEMENT D'IMAGES RADIOGRAPHIQUES
VASCULAIRES RECONSTRUITES PAR MODELISATION
TRIDIMENSIONNELLE ET SYSTEME METTANT EN ŒUVRE CE
PROCEDE

5

La présente invention est relative à un procédé de traitement d'images radiographiques vasculaires reconstruites par modélisation tridimensionnelle.

Elle propose également un système mettant en œuvre ce procédé.

10

On connaît de nombreux systèmes d'imagerie tridimensionnelle et notamment de nombreux systèmes permettant, à partir d'images bidimensionnelles obtenues par fluoroscopie sous rayons X, de réaliser des modélisations 3D de la partie des patients que l'on souhaite observer.

15

On connaît en particulier des systèmes d'angiographie 3D permettant, par radiographie sous fluoroscopie sous rayons X, de reconstruire des modélisations 3D de vaisseaux sur lesquels on souhaite intervenir, par exemple pour traiter des sténoses artérielles.

En angiographie 3D, trois types d'images complémentaires sont aujourd'hui susceptibles d'être obtenues, à savoir :

20

- une modélisation reconstruite dite "soustraite" sur laquelle apparaissent les éléments vasculaires (« lumens ») seuls, sans les éléments calcifiés et les prothèses endo - vasculaires ;

25

- une modélisation reconstruite dite "de masquage" sur laquelle apparaissent les éléments calcifiés et les prothèses, mais pas les éléments vasculaires ;

30

- une modélisation reconstruite dite "opacifiée" sur laquelle apparaissent à la fois les éléments vasculaires, les éléments calcifiés et les prothèses, mais ce sans que ces différents éléments ne soient faciles à distinguer, l'image obtenue étant relativement difficile à interpréter.

Pour une description d'un exemple de techniques permettant de réaliser ces trois types d'images modélisées, on pourra avantageusement se référer à la demande de brevet n° 00 11486.

L'invention propose quant à elle un procédé de traitement d'images radiographiques vasculaires reconstruites par modélisation tridimensionnelle, selon lequel :

- on détermine à partir de cette modélisation tridimensionnelle une
5 modélisation tridimensionnelle dite de masquage sur laquelle apparaissent les éléments calcifiés et les éléments de prothèse, mais pas les éléments vasculaires, et
- on détermine une modélisation tridimensionnelle dite soustraite sur laquelle apparaissent les éléments vasculaires seuls,
10 caractérisé en ce qu'on fusionne l'une et l'autre de ces deux modélisations en pondérant leurs voxels de façon à augmenter le contraste entre les images de la modélisation de masquage et les images de la modélisation soustraite et en sommant les voxels ainsi pondérés.

On dispose ainsi d'images tridimensionnelles fusionnées sur
15 lesquelles les calcifications et les prothèses apparaissent particulièrement nettement.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention ressortiront encore de la description qui suit, laquelle est purement illustrative et non limitative et doit être lue en regard des dessins annexés sur lesquels :

- 20 - la figure 1 représente schématiquement un système pour la mise en œuvre d'un procédé conforme à l'invention ;
- la figure 2 est un organigramme illustrant schématiquement les différentes étapes du traitement proposé par l'invention ;
- la figure 3 est un exemple de courbe possible pour l'une des fonctions
25 utilisées dans le traitement ;
- les figures 4a et 4b illustrent une modélisation 3D et une vue en coupe obtenue à partir de celle-ci, dans le cas d'une mise en œuvre d'un procédé conforme à un mode de réalisation de l'invention ;
- les figures 5a et 5b illustrent un autre exemple de mise en œuvre.

30 Un exemple de mise en œuvre de l'invention va maintenant être décrit.

Dans cet exemple, on suppose que l'on dispose d'un jeu d'images angiographiques bi-dimensionnelles obtenues autour d'une zone

anatomique donnée d'un patient et que ces images permettent de reconstruire des modélisations tridimensionnelles de ladite zone anatomique et en particulier des modélisations tridimensionnelles soustraites et de masquage.

5 Ces images angiographiques peuvent par exemple être obtenues par fluoroscopie sous rayons X, etc..

Elles sont stockées et traitées dans une unité de traitement 5, laquelle est reliée à des moyens d'interface 6 qui permettent notamment l'affichage des images radiographiques (figure 1).

10 Le traitement proposé peut alors être réalisé en quatre étapes successives.

Selon une première étape (étape 1 sur la figure 2), l'utilisateur définit un volume qui pour lui constitue la zone à laquelle il s'intéresse.

15 La région d'intérêt sera notamment préférentiellement définie de façon à ne comprendre qu'un nombre limité d'os tout en incluant totalement la ou les portions de vaisseau sanguin que l'utilisateur souhaite visualiser, avec leurs éventuels éléments calcifiés et prothèses.

Notamment, il peut être prévu que l'utilisateur sélectionne sur une modélisation 3D qui s'affiche devant lui les vaisseaux qu'il souhaite
20 visualiser et que le système détermine automatiquement les limites de ces vaisseaux.

En variante, il peut être prévu que l'utilisateur puisse faire sa sélection en agrandissant des zones de délimitation.

25 Dans une deuxième étape (étape 2), le système reconstruit automatiquement les modélisations tridimensionnelles qui correspondent à la reconstruction soustraite et à la reconstruction de masquage pour la zone sélectionnée.

Dans une troisième étape (étape 3), le système met en œuvre un traitement de fusion 3D des deux modélisations ainsi obtenues.

30 Dans une quatrième étape enfin (étape 4), l'image 3D fusionnée ainsi obtenue est affichée sur les moyens d'interface 6.

La fusion des deux modélisations n'a bien entendu de sens que dans l'hypothèse où les modélisations 3D soustraite et de masquage ont

été obtenues à partir de la même acquisition angiographique et qu'elles correspondent au même référentiel 3D.

Le traitement de fusion se fait voxel par voxel, en calculant l'intensité (coefficient d'atténuation) $Fus(v)$ d'un voxel v de l'image fusionnée

5 à partir de la formule :

$$Fus(v) = V_0 \cdot \frac{Sub(v)}{Moy(Sub)} + a \cdot Y_b[Mask(v)]$$

où :

- v représente les coordonnées du voxel,
- $Sub(v)$ est l'intensité (c'est à dire le coefficient d'atténuation) du voxel v de
10 la modélisation soustraite,
- $Mask(v)$ est l'intensité (c'est à dire le coefficient d'atténuation) du voxel v de la modélisation 3D de masquage,
- $Moy(Sub)$ est l'intensité moyenne calculée soit sur l'ensemble du volume considéré, soit vaisseau par vaisseau - en utilisant une détermination
15 automatique des limites des vaisseaux ou portion de vaisseau par portion de vaisseau, soit encore le long de portions de droites qui constituent les directions principales d'un vaisseau ;
- V_0 est une constante prédéterminée qui représente l'intensité moyenne « désirée » pour la représentation du vaisseau sur l'image fusionnée,
- 20 - a est une constante de valeur prédéterminée qui a une valeur supérieure à 1 (par exemple 10) de façon à augmenter le contraste entre les structures présentes dans la modélisation non soustraite (prothèse vasculaire, calcification, ...), par rapport aux vaisseaux sanguins,
- Y_b est une fonction monodimensionnelle qui est par exemple une droite
25 linéaire, mais qui peut être une fonction plus compliquée (c.f. figure 3) qui dépend d'une valeur seuil b et qui est constituée de trois parties :
 - * Y_b est nul dans l'intervalle $[0, b]$,
 - * Y_b varie linéairement entre b et une valeur $b+b_0$, le coefficient de linéarité étant égal à 1,
 - 30 * Y_b est, dans l'intervalle $[b+b_0 ; +\infty[$, une fonction qui croît de façon moins importante que la fonction linéaire d'intensité utilisée

entre b et $b+b_0$; cette fonction est par exemple la fonction $\sqrt{\quad}$ ajustée pour assurer la continuité de la dérivée au premier ordre de la fonction Y_b , cette troisième partie permettant d'éviter les effets de saturation lorsque des éléments métalliques fortement absorbants sont présents sur l'image de masquage.

Le rôle du seuil b est de supprimer le bruit ambiant présent dans la modélisation reconstruite ou soustraite, avant d'augmenter son contraste.

Une estimation robuste automatique possible de ce seuil est obtenue de la façon suivante :

- calcul d'un histogramme lissé sur la modélisation de masquage et ce sur la région de traitement sélectionnée, le lissage se faisant par moyenne sur une fenêtre de lissage d'une taille prédéterminée,
- détermination de la valeur minimum de la dérivée au premier ordre de cet histogramme, l'intensité ainsi obtenue étant le seuil b .

La multiplication par le coefficient " a " n'est avantageusement réalisée qu'après le filtrage au moyen de ce seuil b .

Des exemples d'images fusionnées obtenues de la façon qui vient d'être décrite sont donnés sur les figures 4a et 4b, ainsi que 5a et 5b, les images des figures 4a et 4b étant respectivement des vues en coupe et en perspective mettant en évidence des calcifications apparaissant autour de vaisseaux, les images des figures 5a et 5b étant respectivement des vues en coupe et en perspective mettant en évidence des prothèses vasculaires (stents).

On constate que les calcifications ou les stents apparaissent particulièrement clairement sur ces images, ce qui facilite leur interprétation.

Bien entendu, il est possible à l'utilisateur de modifier au cours du traitement certains paramètres et notamment de modifier les paramètres b et a si il souhaite ajuster les contrastes des différentes parties fusionnées et contrôler la brillance des images non soustraites.

Des images ainsi obtenues sont similaires à celles qui peuvent être obtenues en angiographie CT.

Une représentation bicolore peut en outre être envisagée.

REVENDICATIONS

1. Procédé de traitement d'images radiographiques vasculaires reconstruites par modélisation tridimensionnelle, selon lequel :

- 5 - on détermine à partir de cette modélisation tridimensionnelle une modélisation tridimensionnelle dite de masquage sur laquelle apparaissent les éléments calcifiés et les éléments de prothèse, mais pas les éléments vasculaires, et
- on détermine une modélisation tridimensionnelle dite soustraite sur
10 laquelle apparaissent les éléments vasculaires seuls, caractérisé en ce qu'on fusionne l'une et l'autre de ces deux modélisations en pondérant leurs voxels de façon à augmenter le contraste entre les images de la modélisation de masquage et les images de la modélisation soustraite et en sommant les voxels ainsi pondérés.

15

2. Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'on filtre l'image de masquage en y supprimant les intensités de voxel en dessous d'un seuil donné.

- 20 3. Procédé selon la revendication 2, caractérisé en ce que la pondération est appliquée aux voxels après filtrage.

4. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'on pondère les voxels de la modélisation de masquage en leur
25 appliquant une loi de pondération qui, sur au moins une plage d'intensité de voxels, est une fonction linéaire de l'intensité.

5. Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce qu'on pondère les voxels de la modélisation de masquage en leur appliquant une loi de
30 pondération qui, au delà de ladite plage d'intensité de voxels, croît de façon moins importante que la fonction linéaire d'intensité utilisée pour ladite plage d'intensité.

6. Procédé selon la revendication 5, caractérisé en ce que la loi de pondération qui est utilisée au delà de ladite plage d'intensité est une fonction qui, à un coefficient multiplicateur près, correspond à la fonction racine carrée.

5

7. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'on pondère les voxels de la modélisation soustraite en leur appliquant un coefficient qui est le rapport entre une valeur qui correspond à une valeur moyenne souhaitée pour les voxels de ladite modélisation dans
10 la modélisation fusionnée et une valeur moyenne calculée sur les voxels de la modélisation soustraite.

8. Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce que la valeur moyenne est calculée en déterminant des limites des vaisseaux ou portions
15 de vaisseau et en calculant la valeur moyenne dans la zone ainsi déterminée.

9. Procédé selon la revendication 7, caractérisé en ce que la valeur moyenne est calculée en déterminant des portions de droites qui constituent
20 les directions principales d'un vaisseau et en calculant la valeur moyenne sur ces portions de droites.

10. Procédé selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'on met préalablement en œuvre une sélection de la zone
25 d'anatomie que l'on souhaite visualiser, les modélisations de masquage et soustraite et la modélisation fusionnée étant déterminée pour ladite zone.

11. Procédé selon la revendication 10, caractérisé en ce que la modélisation fusionnée se fait par pointage de la ou des portions de
30 vaisseaux que l'utilisateur souhaite visualiser et détermination automatique des limites de cette ou de ces portions de vaisseaux.

12. Système d'imagerie médicale, comportant des moyens (5) de traitement de modélisations tridimensionnelles et des moyens (6) d'affichage d'images radiographiques reconstruites par ces modélisations , caractérisé en ce que les moyens de traitement (5) comportent des moyens
- 5 pour mettre en œuvre un procédé selon l'une des revendications précédentes.

1 / 3

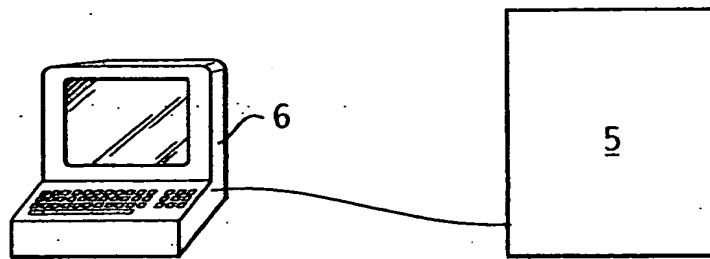


FIG.1

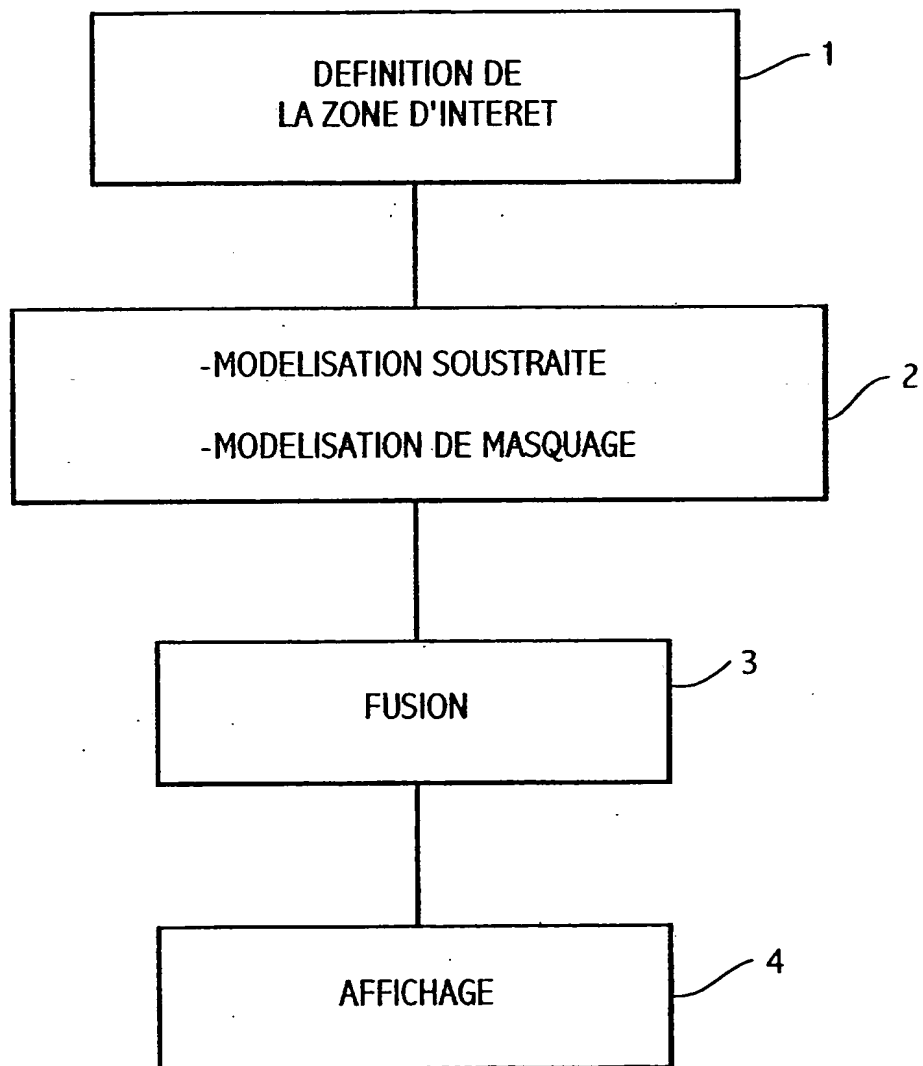


FIG.2

2 / 3

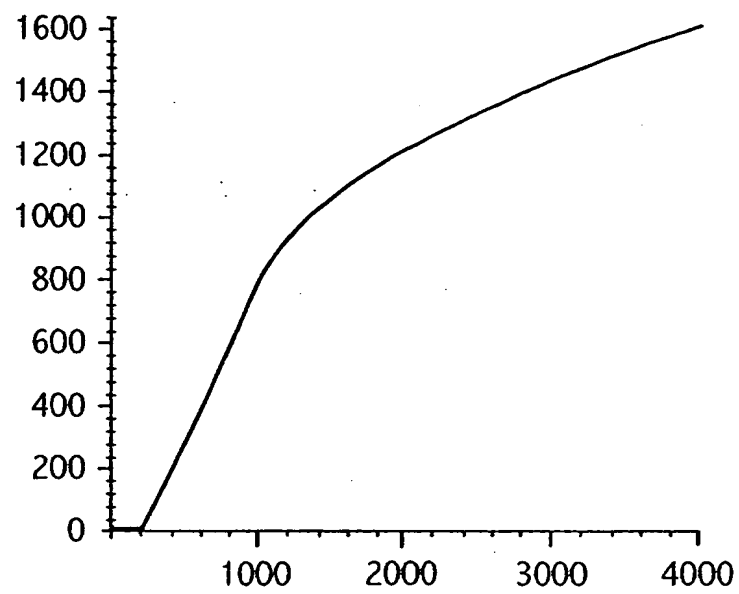


FIG.3

3 / 3



FIG. 4a



FIG. 4b



FIG. 5a

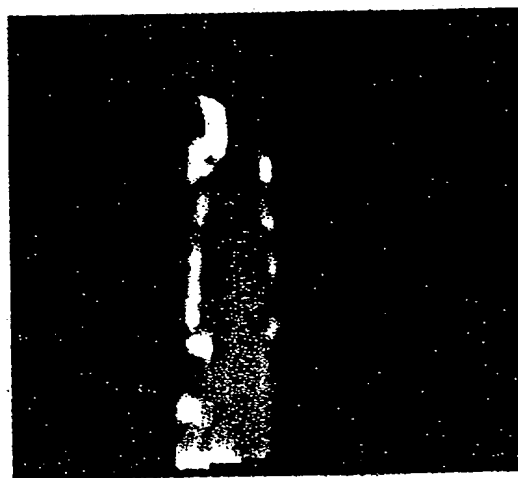


FIG. 5b

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08


Téléphone : 01 53 04 53 04 Télécopie : 01 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° .1. / .1.

(Si le demandeur n'est pas l'inventeur ou l'unique inventeur)

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

08 113 W / 260899

Vos références pour ce dossier 23805911AA			
N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL		0100737	
TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)			
PROCÉDE DE TRAITEMENT D'IMAGES RADIOGRAPHIQUES VASCULAIRES RECONSTRUITES PAR MODELISATION TRIDIMENSIONNELLE ET SYSTÈME METTANT EN ŒUVRE CE PROCÉDE.			
LE(S) DEMANDEUR(S) :			
GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC : 300 North Grandview Blvd., Waukesha, Wisconsin 53138 - USA			
DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) : (Indiquez en haut à droite «Page N° 1/1» S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez un formulaire identique et numérotez chaque page en indiquant le nombre total de pages).			
Nom		LAUNAY Laurent	
Prénoms			
Adresse	Rue	11, Impasse de Sargis 78470 SAINT REMY LES	
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom		BETTING Fabienne	
Prénoms			
Adresse	Rue	5151 EDLOE n° 11214 HOUSTON	
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
Nom		KNOPLIOCH Jérôme	
Prénoms			
Adresse	Rue	52 Bis, rue Jacques Dulud 92200 NEUILLY SUR SEINE	
	Code postal et ville		
Société d'appartenance (facultatif)			
DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire)		19/01/01  92-1142	

Jay L. Chaskin
International Patent Operation
General Electric Company
3135 Easton Turnpike (W3C)
Fairfield, CT 06431
Docket No. **14X200152**
Serial No.

THIS PAGE BLANK (USPTO)